

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Naohisa KAMIYAMA

GAU:

SERIAL NO: NEW APPLICATION

EXAMINER:

FILED: HEREWITH

FOR: ULTRASOUND DIAGNOSTIC APPARATUS

REQUEST FOR PRIORITY

#2

ASSISTANT COMMISSIONER FOR PATENTS
WASHINGTON, D.C. 20231

SIR:

- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number, filed, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.
- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Provisional Application Serial Number, filed, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e).
- ☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

COUNTRY

APPLICATION NUMBER

MONTH/DAY/YEAR

Japan

11-309381

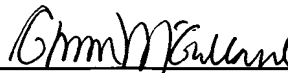
October 29, 1999

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

- ☒ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee
- ☐ were filed in prior application Serial No. filed
- ☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number .
Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.
- ☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and
(B) Application Serial No.(s)
 - ☐ are submitted herewith
 - ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.



Marvin J. Spivak
Registration No. 24,913

C. Irvin McClelland
Registration Number 21,124



22850

Tel. (703) 413-3000
Fax. (703) 413-2220
(OSMMN 10/98)



日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

JC932 U.S. PTO
09/696965
10/27/00

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

1 9 9 9 年 1 0 月 2 9 日

#2

出 願 番 号
Application Number:

平成 1 1 年 特 許 願 第 3 0 9 3 8 1 号

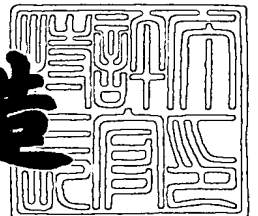
出 願 人
Applicant (s):

株式会社東芝

2 0 0 0 年 9 月 8 日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特 2 0 0 0 - 3 0 7 3 1 3 6

【書類名】 特許願

【整理番号】 A009904030

【提出日】 平成11年10月29日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明の名称】 超音波診断装置

【請求項の数】 20

【発明者】

 【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那
 須工場内

 【氏名】 神山 直久

【特許出願人】

 【識別番号】 000003078

 【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

 【識別番号】 100058479

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 鈴江 武彦

 【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

 【識別番号】 100084618

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

 【識別番号】 100068814

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

 【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100088683

【弁理士】

【氏名又は名称】 中村 誠

【選任した代理人】

【識別番号】 100070437

【弁理士】

【氏名又は名称】 河井 将次

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書
【発明の名称】 超音波診断装置
【特許請求の範囲】

【請求項 1】

微小気泡を主成分とする超音波造影剤を注入された被検体に当設される超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して前記被検体内の断面を走査する送受信部と、

前記送受信部の出力に基づいて断層画像を生成する画像生成手段と、

前記断面の走査が複数回繰り返され、且つ前記断面の走査中に送信方向及び並列同時受信数が相違するように、前記送受信部を制御する送受信制御回路とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記複数回の断面の走査の中の特定の走査では、1 回の送信に対して、近距離領域であって且つその送信方向を中心として近隣 N 本の超音波走査線に対応するエコー信号と、遠距離領域であって且つ送信方向を中心として近隣 n 本 ($n < N$) の超音波走査線に対応するエコー信号とが同時受信され、前記特定の走査で受信していない残りの領域のエコー信号が他の走査で受信されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記複数回の断面の走査では、前記超音波の焦点は遠距離領域内に固定されることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記複数回の断面の走査により収集されるエコー信号により 1 枚の断層画像が生成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記画像生成手段は、前記エコー信号から高調波成分を抽出する手段を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

微小気泡を主成分とする超音波造影剤を注入された被検体に当設される超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して前記被検体内の断面を走査する送受信部と、

前記送受信部の出力に基づいて断層画像を生成する画像生成手段と、

前記断層画像を構成する複数の超音波走査線を近隣する複数本の超音波走査線

からなる複数の組に分け、これら複数の組に対しては順方向に走査が行われ、各組内では逆方向に走査が行われるように、前記送受信部を制御する送受信制御回路とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 前記超音波の焦点は、1 回の送受信ごとに近距離と遠距離とで交互に切り替えられることを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

微小気泡を主成分とする超音波造影剤を注入された被検体に当設される超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して前記被検体内の断面を走査する送受信部と、

前記断面内の複数の局所領域に対して異なる送信条件で走査が行われるように前記送受信部を制御する送受信制御回路とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】 前記複数の局所領域に対して送信音圧が実質的に一定になるように送信条件が前記複数の局所領域に対して個々に設定されることを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 前記断面内を複数の局所領域に分割するための雛形を複数パターン記憶する手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記断面内を複数の局所領域に手動で分割するための入力手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】 前記断面内に少なくとも 1 つの代表点を手動で指定するための入力手段と、前記指定された代表点に従って代表点数以上の数の局所領域に前記断面を分割する手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】 前記局所領域ごとに得た信号強度を簡易的な信号強度分布として表示する手段さらに備えたことを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】 前記信号強度分布では、前記信号強度が前記信号強度に応じた色、又は前記信号強度を表す数字或いは文字によって表されることを特徴と

する請求項 13 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】 微小気泡を含む超音波造影剤を注入された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

前記超音波プローブから超音波を送信するための駆動信号を生成する送信手段と、

前記超音波プローブで受信された超音波エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、

画像深部の並列同時受信数が画像浅部の並列同時受信数より少なくなるように前記画像生成手段及び送信手段を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 16】 微小気泡を含む超音波造影剤を注入された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

前記超音波プローブから超音波を送信するための駆動信号を生成する送信手段と、

前記超音波プローブで受信された超音波エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、

送信フォーカスの位置に応じて前記微小気泡の消失程度がほぼ同じくなるように前記送信手段の送信パラメータを変える制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】 前記制御手段は、振動子の駆動電圧、焦点の大きさ、開口面積、駆動素子数、周波数の少なくとも 1 つを送信フォーカスの位置に応じて変えるものであることを特徴とする請求項 16 記載の超音波診断装置。

【請求項 18】 超音波造影剤を用いて、被検体内に収束超音波を形成する超音波パルス信号を送信し、前記被検体からの反射信号を受信し、前記被検体の断層像を得るようにした超音波診断装置において、

超音波の送信と停止を繰り返して行う間欠送信法を行う手段と、

一回の間欠送信のタイミングに対して、2 枚以上のフレームを取得するための送受信を行う手段と、

前記複数フレームを合成して 1 枚のフレーム像を再構成する画像処理手段と、

前記再構成された画像を表示する手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 9】 前記再構成の画像処理とは、前記複数フレームに対して同一座標の最大輝度値を選び出し、前記最大輝度値から構成されるフレーム像を再構成する処理であることを特徴とする請求項 1 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 2 0】 前記スキャン中の超音波診断画像と、前記再構成されたフレーム画像を同時に表示することを特徴とする請求項 1 8 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を被検体に注入して、血管部の血流動態、パフュージョンの検出による臓器実質レベルの血流動態の観測及びそれらの定量評価を行う目的で施される種々の画像処理機能を有する超音波診断装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来技術】

超音波の医学的な応用としては種々の装置があるが、その主流は超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層画像を得る超音波診断装置である。この超音波診断装置は無侵襲検査法で、組織の断層画像を表示するものであり、X線診断装置、X線CT装置、MRIおよび核医学診断装置などの他の診断装置に比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小型で安価、X線などの被曝がなく安全性が高い、および超音波ドプラ法により血流イメージングが可能であるなどの特徴を有している。このため心臓、腹部、乳腺、泌尿器、および産婦人科などで広く超音波診断が行われている。特に、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。

【 0 0 0 3 】

(造影剤について)

このような超音波診断装置において、例えば心臓および腹部臓器等の検査で静脈から超音波造影剤を注入して血流動態の評価が行われつつある。静脈からの造影剤注入は侵襲性が小さいので、この血流動態の評価法による診断が普及しつつある。造影剤の多くは微小気泡が反射源となり、その注入量や濃度が高ければ造影効果は大きくなるが、気泡の性質上、超音波照射に伴う気泡の崩壊によって造影効果時間の短縮等が起こる。近年、持続性及び耐圧型の造影剤も開発されているが、体内に長時間存続することは侵襲性を増すことが予想される。

【0004】

臨床における被検体部位を考えた場合、関心領域には血流によって造影剤が次々に供給されるわけであるから、1度の超音波照射によって気泡消失が起こっても、次の送信の時点で新しい気泡が同一関心領域に流入していれば造影効果は保たれるかもしれない。しかしながら、超音波送受信は通常1秒間に数千回行われること及び血流速度が遅い臓器実質もしくは比較的細い血管の血流動態の存在を加味すると、これらの診断画像上では造影剤による輝度増強を確認する前に次々に消失してしまい、造影効果が瞬時に減弱することは十分予想され得る。

【0005】

(間欠送信法)

上記のように、超音波照射によって微小気泡が消失してしまうことは、造影効果を減弱させる原因となる。この問題を回避する手法の一つとし、間欠送信法がある。この手法は、例えば心電図信号に同期して超音波照射を行うため、1枚の断層画像は例えば1秒ごとに得られる。この場合、同期時刻以外の時間においては、超音波の照射は停止しているため、より多くの微小気泡が壊されずに関心領域断面に流入し蓄積する。この状態で超音波照射を行えば、造影効果を確保することができる。

【0006】

(ハーモニックイメージングについて)

上記造影エコー法は、ハーモニックイメージング（高調波映像法）という手法で更に効果的に診断ができる。ハーモニックイメージングは、微小気泡が超音波

励起されることによって起こる非線形挙動に由来する高調波成分のみを、基本波成分から分離して検出しようという手法であり、生体臓器は比較的非線形挙動を起こし難いため、造影剤を良好なコントラスト比で観測できる。

【0007】

上述したように、間欠送信法を用いれば、送信インターバルにおける微小気泡の流入によって比較的高輝度のエコー信号を得ることができる。しかし、ある程度の空間分解能を確保するために、1断層画像を100～200程度の超音波走査線で構成することが必要とされ、すなわち少なくとも超音波走査線本数と同じ回数だけ超音波パルスを照射することが必要とされる。走査中の超音波パルス照射の方向は刻々異なるが、微小気泡は非常にデリケートなため、注目超音波走査線とその近隣の超音波走査線を含む比較的大きな範囲で微小気泡が消失してしまうことが解っている。また、超音波の微小気泡への影響の度合いは、超音波の空間的な強度分布に依存し、普通これらは深さに対して一様ではない。したがって、微小気泡の影響度が異なり、造影効果も深さによって変わってしまうことが起こる。具体的な問題点の例を以下に説明する。

【0008】

近距離と遠距離焦点の問題点を、図19を参照して説明する。アレイ型の振動素子51から遅延の異なる超音波パルスを送射し、収束音場を形成する。図19(a)は、矢印52の走査先上の比較的近距離に焦点を形成する場合に、比較的高い音場を示す領域、つまり微小気泡の消失が比較的大きいといえる領域を斜線領域53で示している。また、点線54は、近隣の超音波走査線の方向を示している。

【0009】

図19(a)のように、近距離焦点では、振動素子51を全て駆動せず、中央付近の振動素子のみを使用する場合が多い。また、結果として得られる近距離領域の超音波ビーム幅は狭く、気泡消失範囲が比較的小さくなる。一方、遠距離焦点の超音波ビームは比較的大きいが、超音波走査線ピッチも同時に広くなり、加えて伝播距離が長いこと超音波の減衰が大きくなり、結果的に気泡消失範囲が比較的小さくなる。

【0010】

次に図19(b)は、同様に比較的遠距離に焦点を形成する場合の比較的高い音場領域を示している。図19(b)のように、伝播距離が長い遠距離においても、ある程度の音圧を焦点にて確保するためには、振動素子を多く駆動しまた駆動電圧を上げる場合が多い。そうすると、近距離のビーム幅は広くなり、気泡消失範囲が比較的広くなる。結果として、近隣の超音波走査線上の微小気泡を消してしまい、次のその方向に超音波送受信をしたときには、微小気泡は既に消失して存在しないという事態が起こってしまう。

【0011】

次に、他の問題点について説明する。ここでは、一例として、コントラストエコー法によって心臓短軸像を観察する場合の生じる問題点を掲げる。図20で心筋前壁部61に適切な染影を得るために、この深度61に焦点を設定すると、生体減衰や、心腔内の充満した微小気泡による超音波の減衰によって、後壁部62の染影は低くなってしまう。

【0012】

一方、もし後壁部62に適切な染影を得るために、この深度62に焦点を設定すると、既に図19で説明したように、近距離領域では照射した超音波パルスが隣接超音波走査線上の微小気泡を消失させてしまい、前壁部61の染影は低下する。

【0013】

さらに、セクタ型プローブによる走査法では、プローブ振動面の垂直方向から大きく偏向した向きへ超音波を送信する場合、垂直方向への照射に比べて、音圧の低下、サイドロープレベルの増加が起こることが知られている。すなわち、もし上記61、62いずれの部分に適切な照射を行おうとする場合においても、心筋側壁部63に対する染影効果は低下してしまう。

【0014】

上記の結論としていえることは、超音波診断断面面全てに対して均一な音圧強度を作り出すことは、非常に困難である。したがって、関心領域断面に存在する微小気泡が受ける超音波の影響は異なってしまうということである。組織の散乱

は比較的線形な応答を行うため、上記のパラツキは受信信号のレベル補正によって、結果的に均質な輝度を生成し表示することができる。しかし微小気泡の応答は非線型が強く、非線型振動あるいは膨張、崩壊という現象は、照射音圧の絶対レベルによって複雑に異なってくるため、受信信号の補正は困難となる。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、超音波診断装置において、超音波走査の工夫により、断面内の超音波造影剤による染色効果の不均一を軽減することにある。

【0016】

【課題を解決するための手段】

(1) 本発明の超音波診断装置は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を注入された被検体に当設される超音波プローブと、前記超音波プローブを介して前記被検体内の断面を走査する送受信部と、前記送受信部の出力に基づいて断層画像を生成する画像生成手段と、前記断面の走査が複数回繰り返され、且つ前記断面の走査中に送信方向及び並列同時受信数が相違するように、前記送受信部を制御する送受信制御回路とを具備したことを特徴とする。

【0017】

(2) 本発明の超音波診断装置は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を注入された被検体に当設される超音波プローブと、前記超音波プローブを介して前記被検体内の断面を走査する送受信部と、前記送受信部の出力に基づいて断層画像を生成する画像生成手段と、前記断層画像を構成する複数の超音波走査線を近隣する複数本の超音波走査線からなる複数の組に分け、これら複数の組に対しては順方向に走査が行われ、各組内では逆方向に走査が行われるように、前記送受信部を制御する送受信制御回路とを具備したことを特徴とする。

【0018】

(3) 本発明の超音波診断装置は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を注入された被検体に当設される超音波プローブと、前記超音波プローブを介して前記被検体内の断面を走査する送受信部と、前記断面内の複数の局所領域に対して異なる送信条件で走査が行われるように前記送受信部を制御する送受信制御回路と

を具備したことを特徴とする。

【0019】

(4) 本発明の超音波診断装置は、微小気泡を含む超音波造影剤を注入された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブから超音波を送信するための駆動信号を生成する送信手段と、前記超音波プローブで受信された超音波エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、画像深部の並列同時受信数が画像浅部の並列同時受信数より少なくなるように前記画像生成手段及び送信手段を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする。

【0020】

(5) 本発明の超音波診断装置は、微小気泡を含む超音波造影剤を注入された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブから超音波を送信するための駆動信号を生成する送信手段と、前記超音波プローブで受信された超音波エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、送信フォーカスの位置に応じて前記微小気泡の消失程度がほぼ同じくなるように前記送信手段の送信パラメータを変える制御手段とを備えたことを特徴とする。

【0021】

(6) 本発明は、超音波造影剤を用いて、被検体内に収束超音波を形成する超音波パルス信号を送信し、前記被検体からの反射信号を受信し、前記被検体の断層像を得るようにした超音波診断装置において、超音波の送信と停止を繰り返して行う間欠送信法を行う手段と、一回の間欠送信のタイミングに対して、2枚以上のフレームを取得するための送受信を行う手段と、前記複数フレームを合成して1枚のフレーム像を再構成する画像処理手段と、前記再構成された画像を表示する手段とを具備したことを特徴とする。

【0022】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して、本発明を好ましい実施形態により詳細に説明する。なお、本発明は超音波造影剤を投与して、その染色度によって血流動態をみる場合の関心部位全てについて適用可能であるが、以下では、肝臓実質又は心臓筋肉へ流入する造影剤による染色度から、血流動態を知り、異常部位を同定するという

臨床ケースを例に説明する。

【 0 0 2 3 】

(第 1 の実施形態)

(構成及び信号の流れについて)

図 1 に第 1 の実施形態による超音波診断装置の構成を示している。本装置は、超音波信号と電気信号とを可逆的に変換する超音波プローブ 1 と、この超音波プローブ 1 を介して被検体内を走査し、得られた受信信号を処理して断層画像データを発生し、それを表示する装置本体 2 0 とを有している。この装置本体 2 0 には、関心領域 (R O I) の設定を行うといったオペレータからの指示情報を装置本体 2 0 に入力するために、トラックボール 1 0 A、キーボード 1 0 B 等が装備された操作パネル 9 が接続されている。

【 0 0 2 4 】

超音波送信部 2 は、図示しないが、主に遅延回路とパルサとからなり、超音波プローブ 1 から超音波パルスが発生するために、超音波プローブ 1 の振動素子を駆動するための高周波電圧パルスが発生する。この超音波パルスの送信は、パルス繰り返し周波数 (P R F ; p u l s e r e p i t i t i o n f r e q u e n c y) で繰り返される。

【 0 0 2 5 】

送受信制御回路 1 3 は、送信部 2 と受信部 3 を制御して、後述するように超音波照射による微小気泡の消失を回避して断面内の染影効果を比較的均一にするような本実施形態の新規な走査手順を実現するという機能を有している。もちろん、送受信制御回路 1 3 は、送受信のタイミング制御、送信周波数設定、送信パルス波形設定、送信及び受信の遅延データの制御等の一般的な送受信パラメータの変更制御機能も備えている。各振動素子に対して与える遅延データの変更により、超音波の送振方向、受信方向、焦点深度を変えることができる。また遅延データの変更程度によって、超音波走査線密度等が変更可能となる。通常、Bモード、カラードプラモード等の間でこれらの送信パラメータは異なっており、これらをパルス毎に交互に送信することで、Bモード、カラーモードが同時に得られるようになっている。

【 0 0 2 6 】

被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射した反射波はプローブ 1 で受信される。プローブ 1 からチャンネル毎に出力されるエコー信号は、超音波受信部 3 に取り込まれ、ここでエコー信号は、チャンネル毎にプリアンプで増幅され、受信遅延回路により受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、加算器で加算される。この加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより送受信の総合的な超音波ビームが形成される。

【 0 0 2 7 】

次にレシーバ部 4 以降を説明する。レシーバ部 4 は、図示しないが、対数増幅器、包絡線検波回路から構成される。またハーモニックイメージング法を用いる場合、このレシーバ部には、帯域通過型フィルタなどが具備され、送信周波数の基本波成分は除去され、高調波成分を含む信号を主に通過させる。

【 0 0 2 8 】

レシーバ部 4 からの出力は、B モード用デジタルスキャンコンバータ (D S C) 部 5 で超音波スキャンのラスト信号列から、ビデオフォーマットのラスト信号列に変換され、メモリ合成部 6 に送られる。メモリ合成部は、画像と設定パラメータ等の情報を並べる、あるいは重ねるなどしてビデオ信号として出力し、これは表示部 7 に送り、被検体組織形状の断層画像が表示される。

【 0 0 2 9 】

メモリ制御回路 1 4 は、本実施形態の新規な送信手順に対応して断層画像を再構成するために必要なエコー信号 (超音波走査線上のデータ列) の直交座標系への再配置情報を、B モードデジタルスキャンコンバータ (D S C) 部 5 およびメモリ合成部 6 に送る。

【 0 0 3 0 】

イメージメモリ 8 は、デジタルスキャンコンバータ部 5 の信号 (超音波スキャンのラスト信号列、ビデオフォーマットのラスト信号列、いずれでもあり得るが) を記録するメモリを具備している。この情報は、診断後などに操作者によって呼び出され、その場合、デジタルスキャンコンバータ部 5、メモリ合成部 6

を經由して表示部 7 に出力される。

【0031】

心拍検出部 12 は、心電計 (ECG) 11 で測定された被検体の心電波形データ (ECG 信号) をメモリ合成部 6 へ送る。この心電波形データは断層画像データと同じフレームに合成され、表示部 7 に断層画像と一緒に表示される。また、心電計 11 は、心臓の画像を心電波形に同期させるいわゆる心電同期画像を得るためのトリガ信号として、送受信制御回路 13 に送られる。心電に同期した送信法は、同期時刻以外の時間においては超音波の照射は停止しているため、より多くの微小気泡が壊されずに関心領域断面に流入し蓄積する。この状態で超音波照射を行えばより多くの微小気泡が検出可能である。内部時計 15 は、ECG 信号を利用しない、例えば腹部臓器の診断において、間欠送信間隔を制御するために設けられる。なお、間欠送信の間隔やそのタイミングについては、操作者が操作パネル上で制御でき、送受信制御回路 13 へ反映される。

(第 1 の実施形態の走査手順)

本実施形態の走査手順を説明する前に、その手順で利用する並列同時受信法について簡単に説明する。図 2 のように、送信方向 t_1 に向かって、超音波パルスを送信し、エコーを受信し、受信遅延処理を行う際に、複数、例えば並列 2 方向同時受信では 2 つの受信方向 r_1 , r_2 を想定した 2 種類の遅延データを使って、2 つの異なる方向の超音波走査線 r_1 , r_2 に対応する 2 つのエコー信号を得る。この場合、送信超音波走査線の倍の超音波走査線密度を持った画像を生成可能となる。また、1 回の送信に対して 4 方向あるいはそれ以上の受信超音波走査線情報を得ることも原理的には可能である。

【0032】

次に本実施形態の走査手順を、図 3 を参照して説明する。まず、簡単のために、関心領域を深度の中央付近で近距離領域 A と遠距離領域 B との 2 つの領域に分ける。なお、ここでは 1 フレームの形成に必要な超音波走査線数を 160 本、各超音波走査線のピッチ (角度差) を θ と仮定する。また、本実施形態の走査では、1 枚の断層画像を得るために、被検体内の断面を複数回、ここでは 2 回の走査することが必要とされる。この最初の走査を 1 回目の走査、次の走査を 2 回目の

走査と称する。

【 0 0 3 3 】

図 3 (a) には 1 回目の走査の手順を模式的に示している。まず、超音波パルスは、遠距離焦点に固定され、 $1 / \text{PRF}$ の周期で繰り返し送信される。このとき超音波パルスの向きは、送信ごとに、超音波走査線ピッチ θ の 2 以上の整数倍、ここでは 4θ の間隔で終端に向かって変更されていく。そして 1 回の送信ごとに、近距離領域 A では並列 4 方向同時受信により送信方向を中心として対称な複数、ここでは 4 本の超音波走査線上のエコー信号部分が同時に生成され、一方、遠距離領域 B では並列 2 方向同時受信により送信方向を中心として対称な複数、ここでは 2 本の超音波走査線上のエコー信号部分が同時に生成される。なお、遠距離領域 B でエコー信号を同時生成する 2 本の超音波走査線は、近距離領域 A でエコー信号を同時生成する 4 本の超音波走査線のうちの中心側の 2 本である。

【 0 0 3 4 】

なお、図 3 (a) において、送信超音波走査線 “ 1 ” の方向に超音波を送信し、その送信に応じてエコー信号を生成する近距離領域 A 内の 4 本の受信超音波走査線と、遠距離領域 B 内の 2 本の受信超音波走査線とを黒丸で示している。次のパルス周期では、送信超音波走査線 “ 2 ” の方向に超音波を送信し、その送信に応じてエコー信号を生成する近距離領域 A 内の 4 本の受信超音波走査線と、遠距離領域 B 内の 2 本の受信超音波走査線とを白丸で示している。このような走査がフレームの終端まで繰り返される。この 1 回目の走査に要する送受信回数は、アレージングを考えなければ、 $160\theta / 4\theta = 40$ 回となる。

【 0 0 3 5 】

この 1 回目の走査では、隣り合う 2 本の超音波走査線の遠距離領域 B の信号部分が空白になっているが、ここを 2 回目の走査で埋める。図 3 (b) には 2 回目の走査の手順が示されている。1 回目の走査とは、送信方向が重複しないように、送信方向を 2θ だけずらして、図 3 (a) と同様に送信間隔 4θ で送信を繰り返し、また、受信に際しては、並列 2 方向同時受信を使って、1 回目の走査でエコー信号部分を生成していない遠距離領域 B 内の 2 本の超音波走査線のエコー信号部分を生成する。

【0036】

1回目の走査の最初の送信から数えて、第41番目の超音波走査線、つまり2回目の走査の最初の受信超音波走査線を黒丸、第42番目の超音波走査線、つまり2回目の走査の2番目の受信超音波走査線を白丸で示す。図3(b)の2回目の走査で生成するエコー信号部分は、図3(a)の1回目の走査で生成する信号部分と重複しないように、且つ空白ができないように、受信領域が組み立てられている。図3(b)の走査回数は図3(a)と同様に40回（厳密には39回）、すべて合わせると80回となり、並列2方向同時受信と同じ走査回数、つまりフレームレートは落ちない。

【0037】

本走査法の利点を以下に示す。既に図16で説明したように、遠距離焦点の際は、近距離領域でのビーム幅が広くなり、この近距離領域Aでは広範囲で微小気泡を消失させる。換言すると、近距離領域Aでは広範囲で微小気泡による染影効果を獲得でき、これを並列4方向同時受信により、1回の送信に対して例えば4本という広範囲からエコー情報を瞬時に取り込むことは有効である。その一方で、遠距離領域Bにおいては超音波走査線幅が相対的に広くなり、送信ビームの中心部から離れるため、送信超音波の強度が低くなってしまふ。この様な状況では4方向同時受信を行うと感度が劣化してしまふ。そこで1回目の走査では並列2方向同時受信を行い、図3(b)の2回目の走査によってその隙間を埋めるようにしている。このようにして近距離、遠距離共に、非常に効率よく、微小気泡のエコーを検出する、つまり略一定の染影効果で断層画像を生成することが可能となる。

【0038】

本例は、簡単のため、近距離領域A・遠距離領域Bは明瞭な境界で分離されているが、よりスムーズな画像を得るためには、これらの境界は重複していてもよい。この場合、重複部の輝度画像は、平均化されるなどして境界を目立たなくする工夫がなされる。

【0039】

本走査法は、近距離と遠距離で超音波走査線幅が異なるセクタスキャンにおい

て特に有効な手段であるが、図 2 に示す音場のプロファイルは一般的なものであり、よって近距離と遠距離で超音波走査線幅が等しいリニアスキャンにおいても同様な効果が得られる。

【0040】

また、本手法は、ECG 信号に同期した間欠送信法と組み合わせて使用しても良い。この場合、同期時刻以外の時間においては、超音波の照射は停止しているため、より多くの微小気泡が壊されずに関心領域断面に流入し蓄積する。この状態で超音波照射を行えばより多くの気泡が検出可能であるし、ここで本実施形態の走査法を用いれば相対的に造影効果は向上することは言うまでもない。

【0041】

(走査法の他の例)

以下に説明する走査法に類似する従来手法として、マルチ焦点走査法があり、現在多くの装置に搭載されている。まずこれについて図 4 (a) を参照して説明する。マルチ焦点走査法とは、図 4 (a) のように各超音波走査線を、(イ) 近距離焦点で送受信し近距離領域 A の信号部分を生成し、(ロ) 遠距離焦点で遠距離領域 B の信号部分を生成し、これら 2 つの画像をつなぎあわせて 1 フレームの断層画像を生成するというものであり、各超音波走査線で焦点を 2 つ持つことになり(図中の矢印の先が焦点を意味する)解像度は向上するが、走査回数が 2 倍となるのでフレームレートは半分になる。また、3 焦点以上のマルチ焦点の手法も存在する。

【0042】

上記手法は、近距離領域から焦点を順に変えて行くと、微小気泡を近距離領域から消失させながら深部まで微小気泡エコーが検出できるかも知れない。しかし、近隣超音波走査線への微小気泡消失の影響に関しては、図 16 と同様の問題は起こる。

【0043】

上記問題を解決すべく、本実施形態の第 2 の走査法の例を図 4 (b) を参照して説明する。なお、超音波走査線上の黒丸は焦点を、下部の数字は走査の順番を示している。本走査法の特徴は、図 4 (b) より明らかなように、まず、超音波

走査線 r_2 を近距離焦点で走査し、次に 1 つ前の超音波走査線 r_1 を遠距離焦点にて走査し、次に r_4 、 r_3 、 r_6 、 $r_5 \cdots$ の順に走査を行っている。このように、隣り合う複数本、ここでは 2 本の超音波走査線を 1 組として、順方向に組を移動しながら、各組では逆方向に送信方向を移動し、しかもその送信ごとに焦点を近距離と遠距離とで交互に切り換えていくことで、以下のような効果が得られる。

【0044】

すなわち、従来通り超音波走査線 r_1 から順番に走査すると、超音波走査線 r_1 に超音波パルスを送信する際に、超音波走査線 r_2 上の微小気泡は消失などの影響を受けるが、超音波走査線 r_2 の走査を先に行うため、この影響を回避できる。そしてこの超音波走査線 r_2 の走査は近距離焦点のため、次の超音波走査線 r_1 への影響は小さい、つまり超音波走査線 r_1 上の気泡消失は少ない。このように、超音波照射による近隣超音波走査線の微小気泡の消失を最小限に抑えることができる。

【0045】

なお、本例のように、超音波走査線毎に焦点が異なると、超音波音場も異なるため、隣り合う超音波走査線でエコー信号の不均一が起きるかもしれない。これを軽減するために、隣り合う超音波走査線で平均化処理を行うなどしてスムージングを施すことは、画質向上のために有用である。

【0046】

なお、上記実施形態の走査法は、セクタプローブに代表される走査法であるが、本発明はリニア型の走査法にも適応可能である。リニア型走査法は、図 5 に示すように超音波走査線の間隔が深さに依存しない。しかしながら、1 本のビームが形成する音場強度のプロファイルは、前述同様であり、近距離領域の隣接超音波走査線上の微小気泡への影響は存在する。リニア型に対して本発明を適応するには、図 5 のように距離 $4d$ だけ離れた超音波走査線を形成し、次に距離 $2d$ だけずらして同様の距離 $4d$ だけ離れた超音波走査線を形成すれば、1 フレーム生成時間は、送信超音波走査線密度が $2d$ のスキャン法と等価となる。

【0047】

本実施形態により、造影剤を投与して行うコントラストエコーにおいて、1枚の断層画像を生成する際においても、微小気泡由来の信号をより効率よく受信して、断面内で造影効果の不均一性を是正可能な走査手順を提示し、従来と同じ性能の超音波造影剤を投与した場合でも、造影効果を相対的に向上させることが可能となり、血流診断能、特に微小血流診断能を向上させることが期待される。

【0048】

(第2実施形態)

第2実施形態では、部分的映像化法 (partial imaging) と呼ぶ手法を提案する。これは、関心断面の全領域に対して一度に有用な画像を得ようとするのではなく、局所的に最適な走査を行い、走査法を変えて別の局所に対して走査を行い、これらを繰り返し、最終的には関心断面の全領域で最適 (最高) の造影を得、これら結果を統合し、ユーザに向けて提示 (表示) するという手法である。

【0049】

(構成及び信号の流れについて)

本実施形態の超音波診断装置のブロック図を図6に示す。第1の実施形態と重複するユニットには同符号を付して詳細な説明は省略する。テンプレートメモリ21は、診断断面 (走査断面) を局所領域 (部分領域) に分割するための雛形が複数パターン保管されており、操作者によって操作パネル9上の指示により診断部位の断面形状に最適な1つのパターンが呼び出される。このテンプレートは、メモリ制御回路14に送られた後、超音波診断画像に重畳などされた形式で、表示部7に表示される。信号演算ユニット22は、局所領域のエコー信号の平均化や代表値化などの数値演算を行う。

【0050】

グラフィックユニット23は、信号演算ユニット22から送られたデータを基に、画像の統合、あるいは簡素化した図形に色彩を配置するなどの画像生成処理を行う。これによって生成された画像データは、メモリ合成部6を経て表示部7に出力される。またネットワークボード24などを経由して外部コンピュータあるいはプリンタ等に転送される。

【0051】

(部分的映像法の領域分割)

この走査法は、大きく分けて、(い) 診断関心領域、局所関心領域の設定段階、(ろ) 走査段階、(は) 表示段階という3つの工程からなる。

(い) 診断関心領域、局所関心領域の設定

まず、診断装置がどの局所部分に向けて最適な走査を行うのかを設定することが重要である。これは診断臓器やその断面によって異なるが、例としては以下が挙げられる。心臓の短軸像(図7)における心筋は、おおよそ円形をなしている。図7(a)に示すような局所領域を示す外形が円形のテンプレートを選択しておき、操作パネル9のズーム機能などを使用して、図7(b)に示すようにテンプレートが短軸像に外輪がほぼ重なるように、テンプレートのサイズを調整する。またルーチンなどでテンプレートのサイズがいつも決まっている場合は、表示しなくともよい場合がある。

【0052】

次に、図7(c)に示すように、操作者は、所望の局所領域を点あるいは領域で指定する。言うまでもなく複数の指定が可能で、本例では心筋に沿って不等間隔で設定が可能である。次に、操作者は、図7(d)に示すように、その中からさらに代表的な点を指定し、装置によって自動分割がなされる。本例では2つの直径に当たる4点を指定し、結果として図7(b)と同様な分割領域を得る。言うまでもなく、テンプレートのサイズや局所領域の分割数などは、変更が可能である。

【0053】

上記例は心臓短軸像であったが、他の断面、例えば2腔断面、長軸像でも、それぞれの形状等に適応したテンプレートを選択使用すれば良いし、図7(c)、図7(d)のような設定法も同様に可能である。また肝臓の診断では、臓器は断面面の全体に含まれるため、図8のように比較的単純な局所領域分割が可能となるであろう。

【0054】

(ろ) 走査法

次に、上で定めた局所領域に対して走査を行ってゆく。普通、操作者が操作パネル 9 上の開始ボタンを押すことによって開始する。例えば図 9 において、局所領域 A を照射する時は領域 A の中心部に焦点を設定する。送受信制御回路 13 は、局所領域毎に微小気泡への力学的影響度すなわち、微小気泡の消失程度がほぼ一定となるように、超音波の送信条件を送信焦点の位置に応じて振動子の駆動電圧、駆動素子数、周波数等の送信パラメータを設定する。この際、生体減衰（主に超音波の伝達距離により決まる。）や振動素子との照射角度を考慮して微小気泡の消失程度がほぼ一定となるように各パラメータを変える。振動子の駆動電圧、駆動素子数にかかるパラメータを変える場合は、各送信焦点の位置で音圧がほぼ一定となるようにすることで微小気泡の消失程度をほぼ一定にすることができる。具体的には、振動子の駆動電圧を変える場合は、焦点までの距離が近い場合は駆動電圧を低くし、焦点までの距離が遠い場合は駆動電圧を高くする。駆動素子数を変える場合は、焦点までの距離が近い場合は駆動素子数を少なくし、焦点までの距離が遠い場合は駆動素子数を多くする。周波数を変える場合は、焦点間での距離が近い場合は周波数を高くし、焦点までの距離が遠い場合は周波数を低くする。尚、パラメータの変更は、上述されたものの 1 つだけでも良いし、複数のパラメータを同時に変えるようにしても良い。

【0055】

減衰の値は厳密には被検体間で異なるが、おおよその値は事前に測定したデータを基に、操作者へ提示することが可能である。例としては、最も減衰の大きい領域 E を基準とすれば、各領域に対する相対的な送信音圧は、領域 D と領域 F は -1.5 dB、領域 C と領域 G は -2 dB、さらに浅い領域 B と領域 H は -4.5 dB、そして最も浅い領域 A は -6 dB に設定される。

【0056】

さて、もし局所領域 E に対して照射を行って有効なエコー信号を得ようとするれば、当然ながら同一超音波走査線上にある領域 A は、微小気泡消失の影響を受けてしまう。よって直後に領域 A を走査しても意味がない。これを解決するために、間欠送信法を利用することは有効である。

【0057】

図10に示すように、循環器領域では心電図に同期したトリガを利用して、1心拍あるいは数心拍に1回の間隔で送信を行う。トリガを待っている時間は、送信が行われないため、微小気泡が消失した関心領域に新たな微小気泡が流れ込みそこに蓄積され、再び十分な染影効果を獲得できる。

【0058】

図10の例では、同じトリガのタイミングにおいて、局所領域BとH、CとG、DとFのエコー信号が、並列同時受信法を使って同一心拍タイミングで生成される。これは、2つの領域が同じ深さにあり、焦点距離が同じであることと、領域が離れているため、互いに影響し合わない、つまり互いに微小気泡を消し合わないことが理由である。さらに図10の例では、AからHの領域の走査を複数回繰り返している。

【0059】

別の操作手順を図11に示す。今、画面の右端より走査を開始すると仮定すると、まず第1にトリガにおいては、図11(a)のごとく、並列3方向同時受信を使って、局所領域A、B、Cを一時に走査する。しかし各々の領域では焦点距離と出力音圧を変更でき、それらは各領域で最適の値として設定される。次に、2回目のトリガにおいては、図11(b)のように、第1のトリガで超音波走査線が重複していた領域に対して同様な走査を行う。本手法は局所領域の分割形態が図9のように均等ではないが、より少ない走査回数で、比較的効果的な微小気泡エコー信号が得られるという利点がある。

【0060】

さらに発展させれば、図12に示すような方法も可能である。すなわち、第1回目のトリガにおいて、焦点距離は図中Aのごとく各超音波走査線毎に変化する(超音波走査線の表記は省略した)。出力音圧も焦点距離の変化に応じて、この焦点部において他の超音波走査線と同等になるように制御される。第2回目のトリガにおいて、焦点距離は図中Bのごとく同様に各超音波走査線毎に変化する。結果として、2回のトリガで心筋全周の良好なエコーが受信できるばかりでなく、心筋の周囲に沿ったより均一な音圧強度の下でエコーを取得可能である。

【0061】

更により明瞭な微小気泡のエコーを抽出するために、以下の手法を用いることも可能である。この手法の詳細は、特願平 7-89773 号に開示されている通りである（図 13 参照）。この手法は、上記トリガのタイミングに、ある領域に対して走査 T1 を行いエコー信号を得たその直後に、同じ領域に対して同様の走査 T2 を行うものである。このようなタイミングで走査 T2 を行えば、直前の走査 T1 によって微小気泡が消失した状態となり、直後の走査 T2 によるエコーには、組織のエコー信号のみが残留する。これら 2 回のエコー信号をレシーバ部で差分処理を行えば、消失した微小気泡の信号のみが差分信号となって抽出される。この結果、生体組織の輝度に影響しない造影剤由来のエコーを映像化することができる（以下サブトラクション法と呼ぶ）。

【0062】

（は）表示

上で説明した本発明のデータ取得法によれば、少なくとも 2 回以上の走査手順によって、関心領域全体の造影効果を提示するデータ（信号強度）が得られるため、これらを統合して表示する手法が取られる。図 9 または図 11 の場合、各局所領域の境界は明確であるから、メモリ合成部 6 によって該当領域のみで構成された簡易的な画像（簡易的な信号強度分布）が再構成され、表示部 7 に表示される。

【0063】

画像の統合と表示法は、以下のように応用可能である。心筋血流の診断においては、心筋のどの部分が虚血性を示しているかに注目する場合が多い。この場合、心筋の細かな形態やスペックルパターンは注目せずに、造影剤による微小血流パフュージョンのみを知ればよい（核医学のシンチグラムと同様である）。このような診断ニーズを受けて、表示法の例として、各局所領域の造影度の平均値を計算し、その値を各領域の代表値として表示する。カラーバーなどに基づいた色彩情報で各領域をペイントすればより解り易い（図 14（a））。または図 14（b）のごとく、簡素化した表示を行ってもよい。さらには図 14（c）のように、血流量を数値化したものを表示しても良い。表示する輝度あるいは数字は相対的なものではあるが、このような表示法によって、心筋の虚血部位があれば直

ちに検知することが可能となる。これら表示は元の診断画像に重ねるばかりではなく、並べて表示しても良いし、より簡素化された表示画像は、プリンタ出力も可能なばかりではなく、ネットワークなどの手段を利用してカルテもしくは電子カルテなどに添付できるようになっている。

【0064】

(第3実施形態)

図15に構成を示す。送信制御回路13は、送信部パルスのタイミングを制御する。本実施例では、操作パネル9から送られるモード切替の指示により、心拍検出部12もしくは内部時計15からのタイミング信号を用いた間欠送信を行う。間欠送信とは、フレーム生成の間隔が通常の連続送信(20~100枚/秒)より十分大きい間隔での送信を指す。例えば、4心拍毎、あるいは5秒毎といった時間間隔が入力される。

【0065】

そして、送信制御回路は、1回のトリガタイミングについて、複数フレーム分の送信を行うべく、超音波送信部2に指示する(言い換えると、短時間内で連続的スキャンを行う)。この概念図を図16に示す。図ではある一定の時間間隔(フレームレートに比べて十分長い)ごとに、連続5フレームの送受信を行っている。画像処理回路31は、後述の画像処理により、上記の手法で得られた1トリガタイミング当たりの複数フレームの画像を統合し、メモリ合成部に送り、それらは表示部に表示される。画像処理の方法を説明する前に、図16の送信法から予想される診断画像について説明する。

【0066】

<解決すべき問題>

まず、造影剤濃度が比較的低いか、あるいは消失しやすい気泡からなる造影剤であった場合は、第1フレームでの送信パルスによって、断面上の気泡はほとんど消失するであろうから、第2フレーム以降は気泡が存在しない、すなわち組織エコーのみからなる診断画像となる。

【0067】

しかしながら、経験上は上記のようにならない場合がある。例えば、造影剤濃

度が高い場合、あるいは近年開発された、超音波に対して比較的強靱な気泡を含む造影剤については、以下のような現象が起こる。

【0068】

図17(a)に示すように第1フレーム(A)の送信では、比較的近距離部分の染影は見られるものの、近距離部の高濃度の気泡自体の減衰効果が大きくなり、それ以深に超音波パルスが伝搬しにくくなる。その結果、近距離以深の染影は見られず暗くなり、時には投与前よりも暗くなる場合がある(シャドーイングと呼ばれる)。図17(b)のように第2フレーム(B)では、近距離部は前回の送信によって消失しているため、染影度は下がるが、そのかわり気泡による音波の減衰も低減されるため、比較的深部に十分高い音圧が照射され、その部分の染影が高くなる。以下、同様の現象が深部へ伝わってゆき、図17(c)全領域で気泡が消失した段階で、組織のエコーのみの画像となる(図17(d))。

【0069】

ここの現象を動画像で見ると、染影による輝度が、浅部から深部へと「幕が下りるように」移動するのが確認される。以降、この現象を「カーテン現象」と呼ぶ。

【0070】

上記のような現象が現れた場合、言うまでもなく、複数画像のうち1枚を見ただけでは断面全体の染影効果を診断することはできない。全てをつなぎ合わせる必要がある。

【0071】

<画像演算処理>

前述の画像処理回路31は、上記カーテン現象が起きた場合に最適な画像再合成処理を行う。すなわち、1回のトリガタイミングで得られた画像群はイメージメモリ8に記憶され、これらに対して各フレームの同一座標の輝度信号を比較して、最大値を検出する。すなわち、座標(x, y)の輝度I(x, y)を決定するための演算処理は：

$$I(x, y) = \text{MAX}(I_i(x, y)), \quad i = 1 \cdots N$$

ここで、 $I_i(x, y)$ は第iフレームにおける、座標(x, y)の輝度、Nは

比較する画像の枚数である。

【0072】

このような処理を行った結果として、高輝度な染影部分をつなぎ合わせた図34に示すような画像が再構成され、この再構成画像が表示部に表示される。結果から明らかなように、この画像は全ての領域で最も染影が高い輝度を表示しているため、この1枚の診断画像によって全体の染影度について診断することが可能となる。

【0073】

ちなみにこの手法は3次元空間情報を2次元平面に投影する時に利用される、最大輝度投影法 (Maximum Intensity Projection, MIP) と類似している。但し通常のMIP法は空間的な点に対して行われるのに対して、本手法は時間的な点に対して行われる。

【0074】

なお上記演算処理は比較的単純であり、再構成画像は、トリガタイミングによる送信の直後にほぼリアルタイムに表示することが望ましい。

また、上記のように、本実施例はカーテン現象が現れない場合は十分な効果を発揮できないが、逆に悪影響を与えるわけではない。よって本手法は、特に限定された状況下で使用するわけではない。

【0075】

<表示の例>

表示形態の例を図18に示す。図18(a)は、2画面表示による方法を示している。一方では間欠送信をリアルタイムに観察しており、他方では、上記の再構成画像を逐次的に表示する。図18(b)は、1回のトリガタイミングで得られる画像群が並べて表示され、同時に再構成画像も表示される。なお、画像の大きさは全て同一である必要がない。通常は、再構成された画像が診断上最も重要であるから、図18(b)のように相対的に大きく表示されるのが望ましい。

【0076】

本発明は、上述した実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能である。

【0077】

【発明の効果】

(1) 本発明によれば、造影剤を投与して行うコントラストエコーにおいて、超音波送受信間で互いに微小気泡を消失し合わないよう、走査の間で送信方向及び並列同時受信数を適当に相違させることができ、それにより断面の全体から微小気泡由来の信号を効率的に受信することができるようになる。従って、従来と同じ性能の超音波造影剤を投与した場合でも、造影効果を相対的に向上させることが可能となり、血流診断能、特に微小血流診断能を向上させることが期待される。

【0078】

(2) 本発明によれば、造影剤を投与して行うコントラストエコーにおいて、近隣する複数本の超音波走査線からなる複数の組に対して順方向に走査を行い、各組内では逆方向に走査を行うようにしたので、超音波送受信間で微小気泡を消失し合わないようになり、それにより断面の全体から微小気泡由来の信号を効率的に受信することができるようになる。従って、従来と同じ性能の超音波造影剤を投与した場合でも、造影効果を相対的に向上させることが可能となり、血流診断能、特に微小血流診断能を向上させることが期待される。

【0079】

(3) 本発明によれば、局所領域ごとに最適な送信条件で走査できるので、断面の全体から微小気泡由来の信号を効率的に受信することができるようになる。従って、従来と同じ性能の超音波造影剤を投与した場合でも、造影効果を相対的に向上させることが可能となり、血流診断能、特に微小血流診断能を向上させることが期待される。

【0080】

(4) 本発明によれば、画像深部の並列同時受信数が画像浅部の並列同時受信数より少ないので、断面の全体から微小気泡由来の信号を効率的に受信することができるようになる。

【0081】

(5) 本発明によれば、送信フォーカスの位置に応じて微小気泡の消失程度がほ

ば同じくなるように送信手段の送信パラメータが変えられるので、断面の全体から微小気泡由来の信号を効率的に受信することができるようになる。

【 0 0 8 2 】

(6) 本発明によれば、超音波の送信と停止とが繰り返され、一回の間欠送信のタイミングに対して、2枚以上のフレームを取得し、その複数フレームを合成して1枚のフレーム像を再構成するので、微小気泡に由来する高輝度部分から1枚の像を作って、全体的に画質を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施形態による超音波診断装置のブロック図。

【図 2】

第 1 の実施形態に適用される並列同時受信法の説明図。

【図 3】

第 1 の実施形態による走査手順の説明図。

【図 4】

第 1 の実施形態の他の走査手順の説明図。

【図 5】

第 1 の実施形態のリニアスキャンへの適応例を示す図。

【図 6】

本発明の第 2 の実施形態による超音波診断装置のブロック図。

【図 7】

第 2 の実施形態における局所領域の設定法の説明図。

【図 8】

第 2 の実施形態で設定される他の局所領域を示す図。

【図 9】

第 2 の実施形態における局所領域の分割形態を示す模式図。

【図 1 0】

第 2 の実施形態における心電同期を利用した局所領域送信法の時間的流れを示す概念図。

【図 11】

第2の実施形態における局所領域送信法の超音波照射領域を示す概念図。

【図 12】

第2の実施形態における他の局所領域送信法の超音波照射領域を示す概念図。

【図 13】

第2の実施形態におけるマルチショット法を利用した超音波照射の手順を示す概念図。

【図 14】

第2の実施形態における局所領域の表示方法を示す概念図。

【図 15】

本発明の第3の実施形態による超音波診断装置のブロック図。

【図 16】

第3の実施形態による走査手順の説明図。

【図 17】

第3の実施形態による高輝度部分の合成画像例を示す図。

【図 18】

第3の実施形態の表示例を示す図。

【図 19】

従来の焦点深度と微小気泡消失領域との関係図。

【図 20】

従来の問題点の補足図。

【符号の説明】

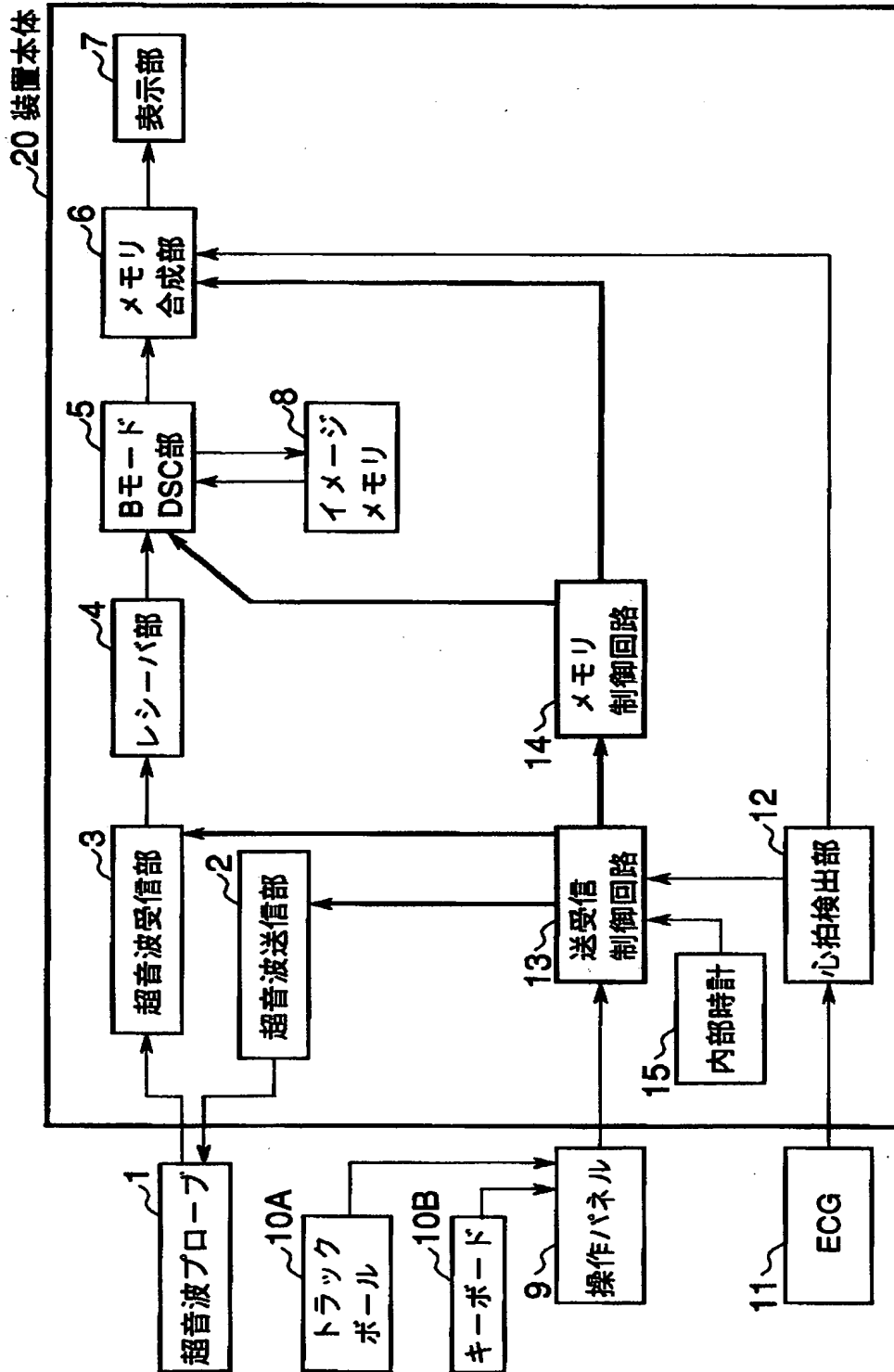
- 1…超音波プローブ、
- 2…超音波送信部、
- 3…超音波受信部、
- 4…レシーバ部、
- 5…Bモードデジタルスキャンコンバータ（DSC）部、
- 6…メモリ合成部、
- 7…表示部、

- 8…イメージメモリ、
- 9…操作パネル、
- 10A…トラックボール、
- 10B…キーボード、
- 11…心電計（ECG）、
- 12…心拍検出部、
- 13…送受信制御回路、
- 14…メモリ制御回路。

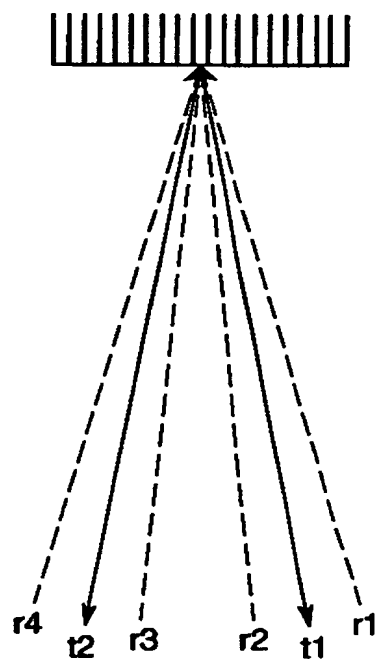
【書類名】

図面

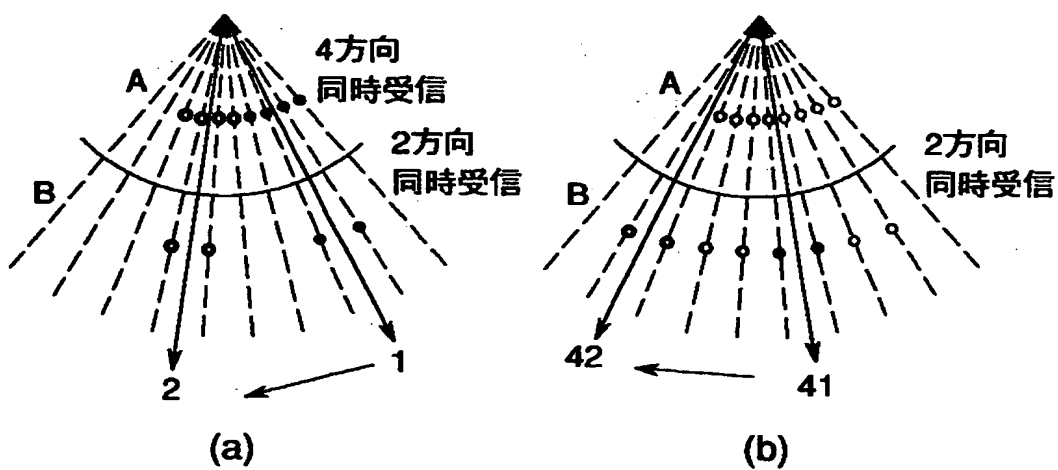
【図 1】



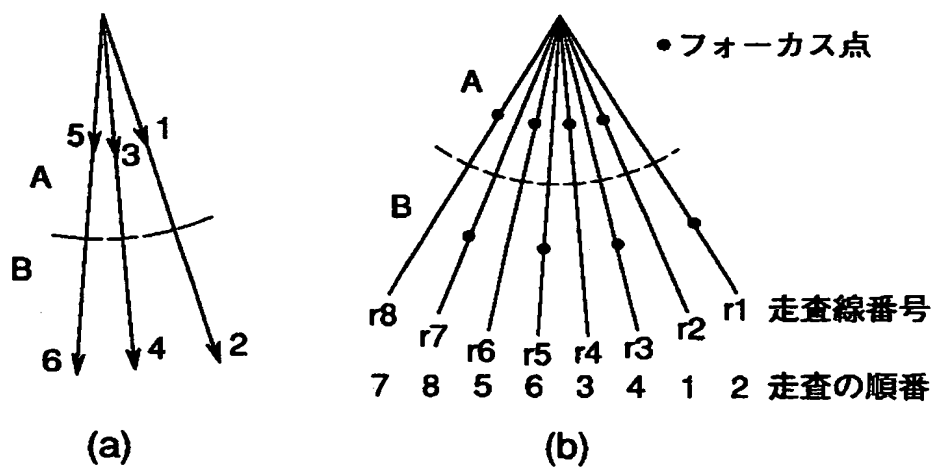
【図 2】



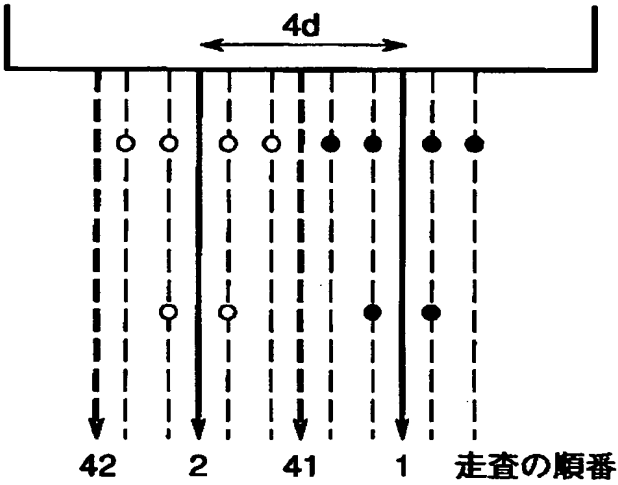
【図3】



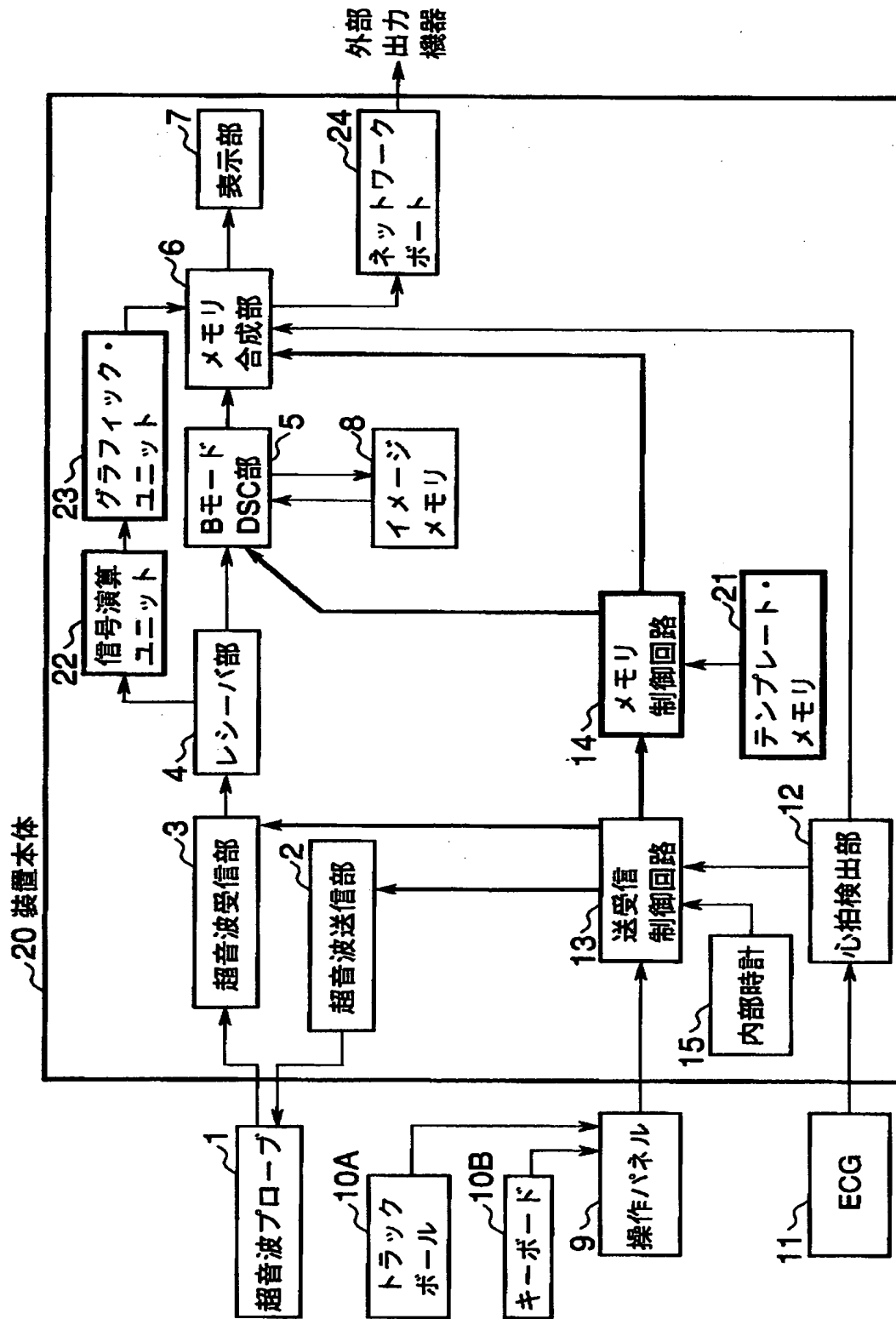
【図4】



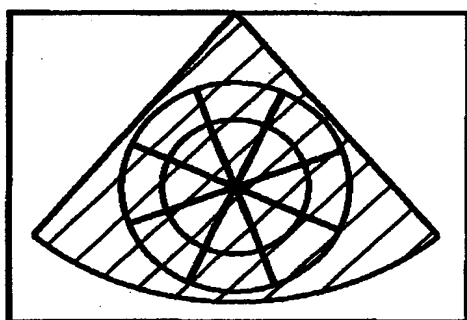
【図 5】



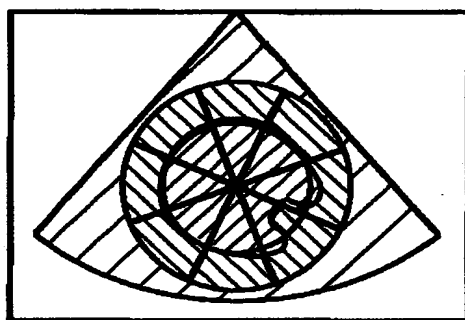
【図 6】



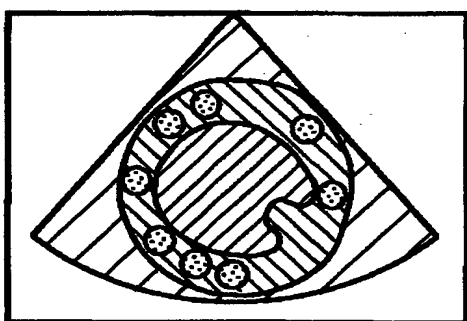
【図 7】



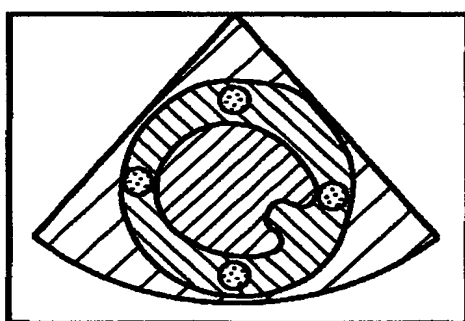
(a)



(b)

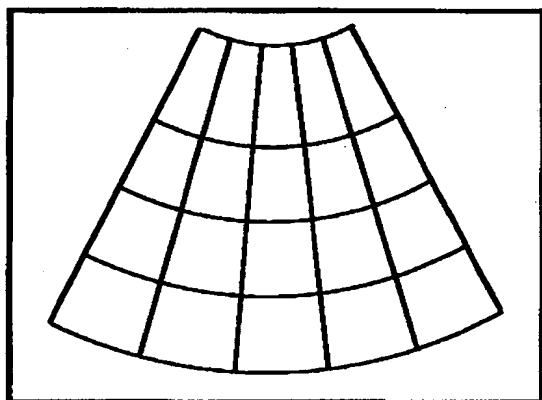


(c)

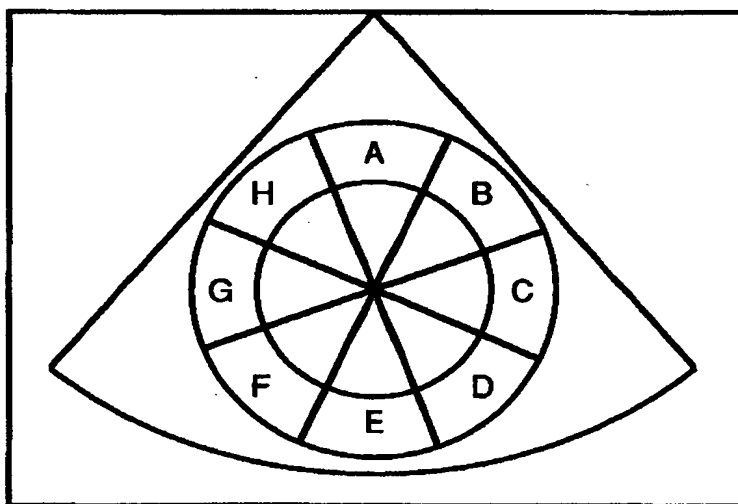


(d)

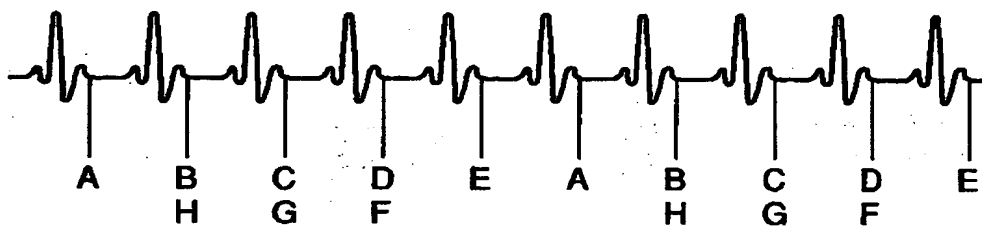
【図 8】



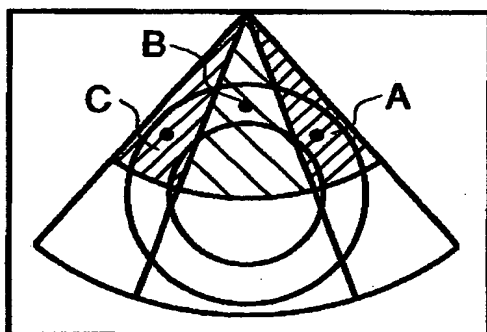
【図 9】



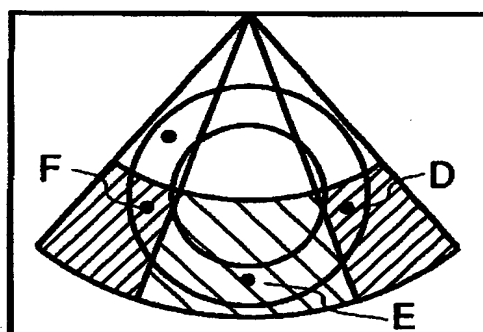
【図 10】



【図 11】

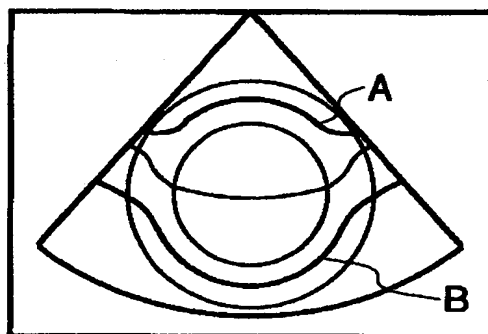


(a) 第1のトリガ

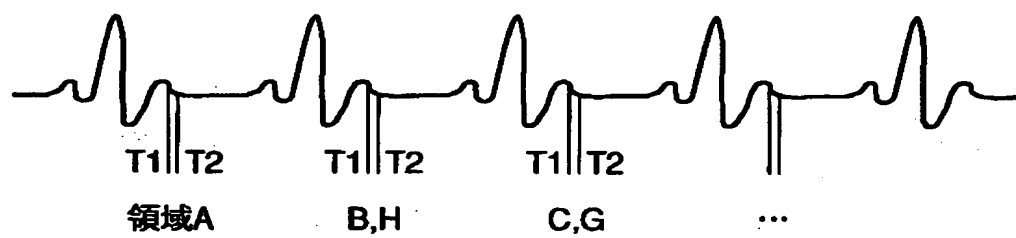


(b) 第2のトリガ

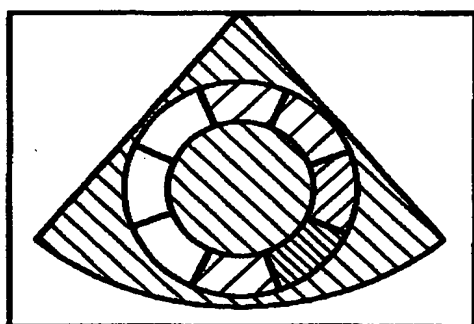
【図 12】



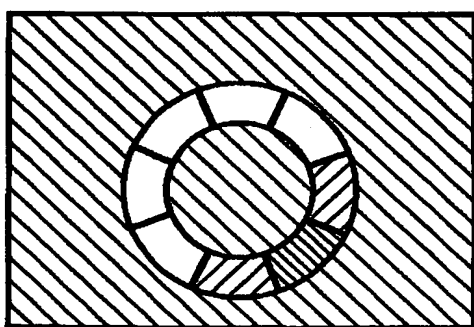
【图 13】



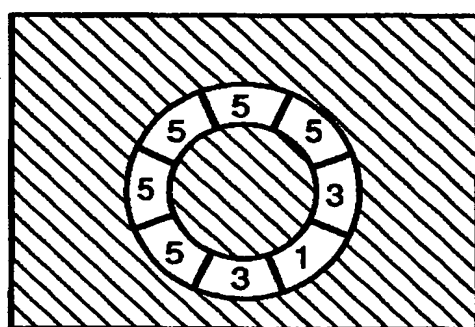
【图 14】



(a)

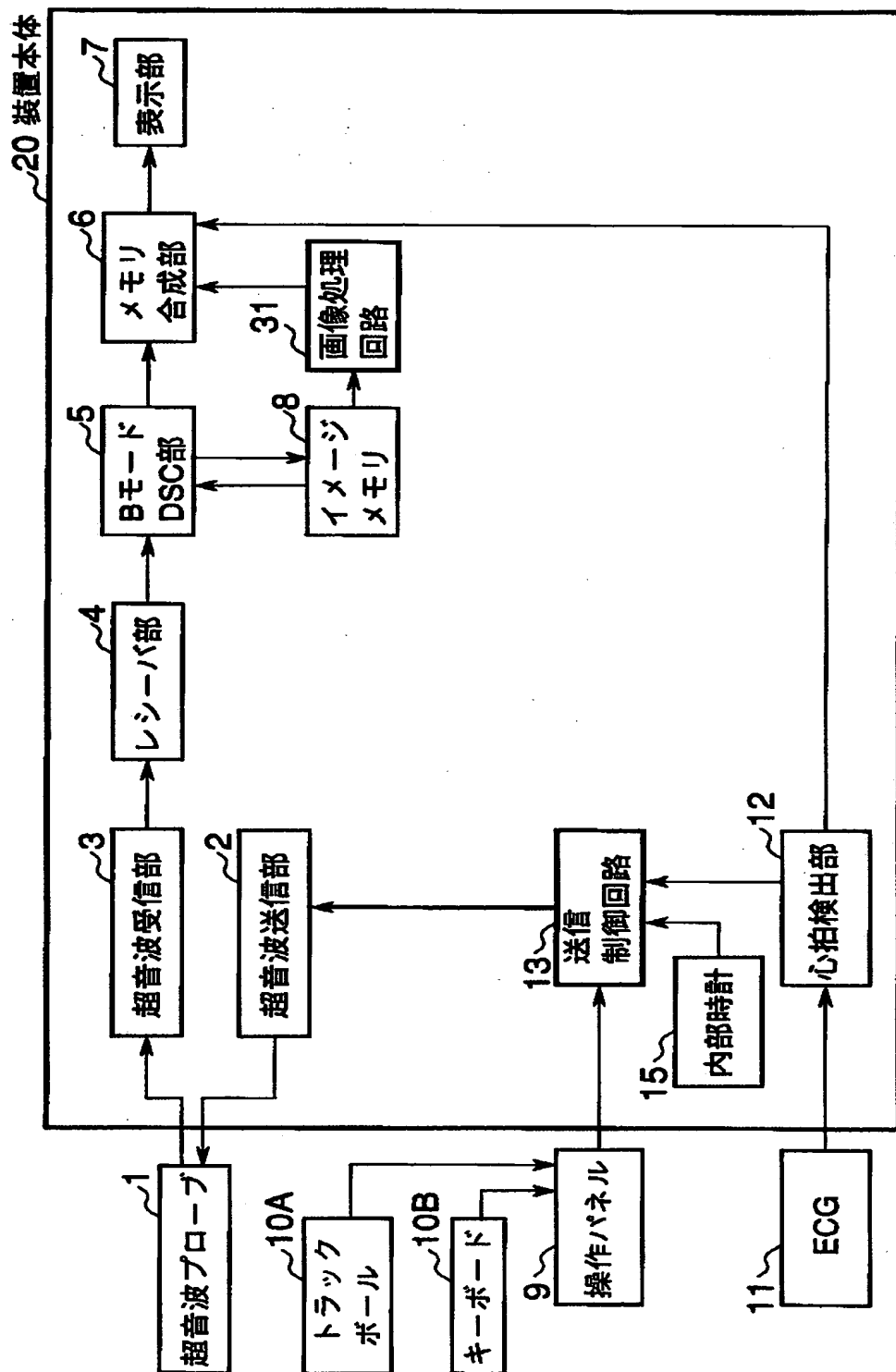


(b)



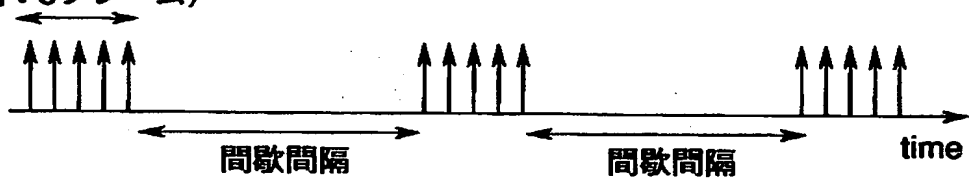
(c)

【図 1 5】

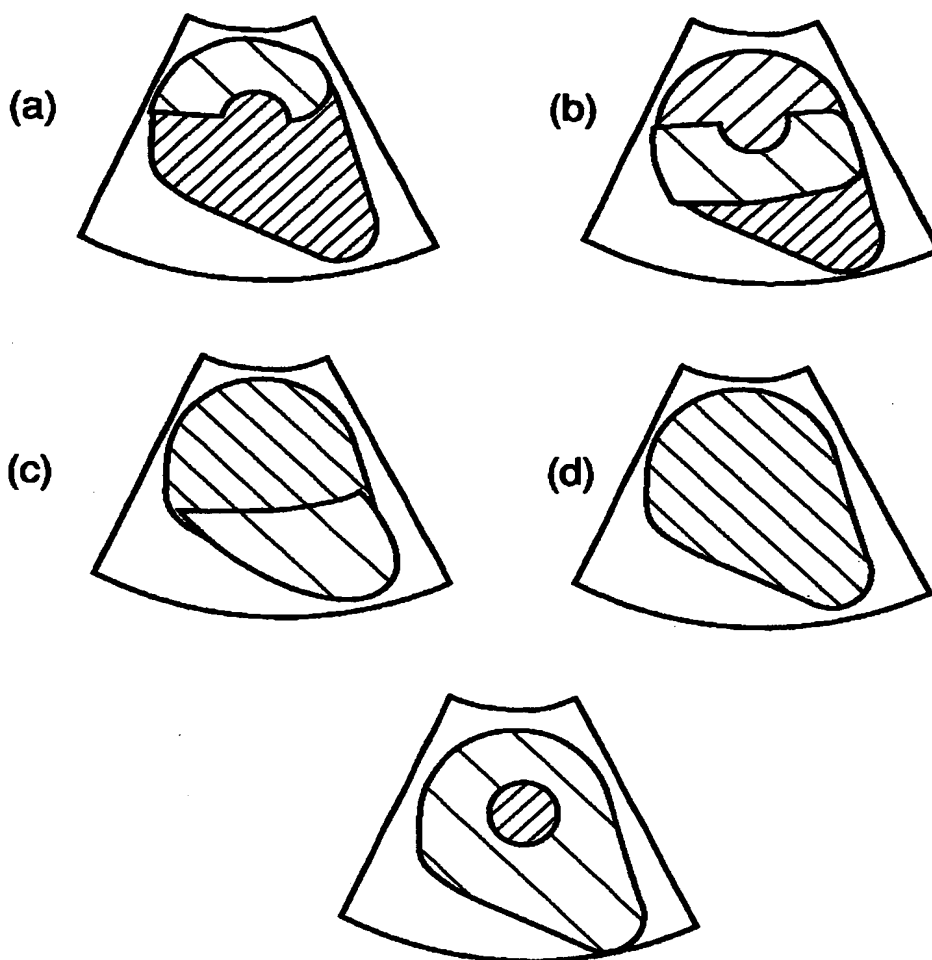


【図 16】

連続的スキャン時間
(例: 5フレーム)

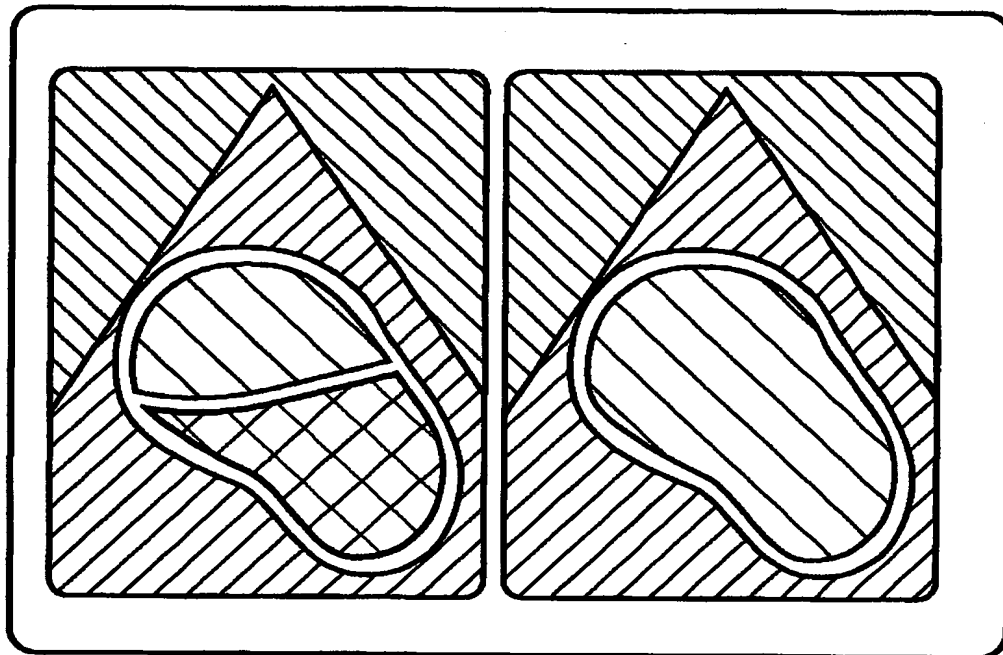


【図 17】



【図 18】

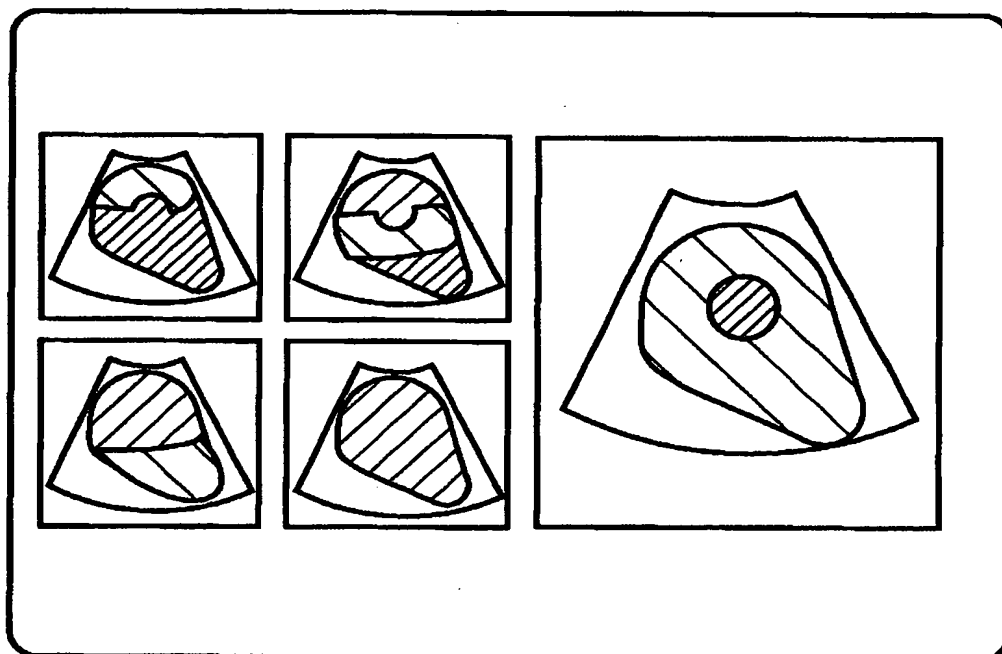
(a)



リアルタイム画像

再構成画像

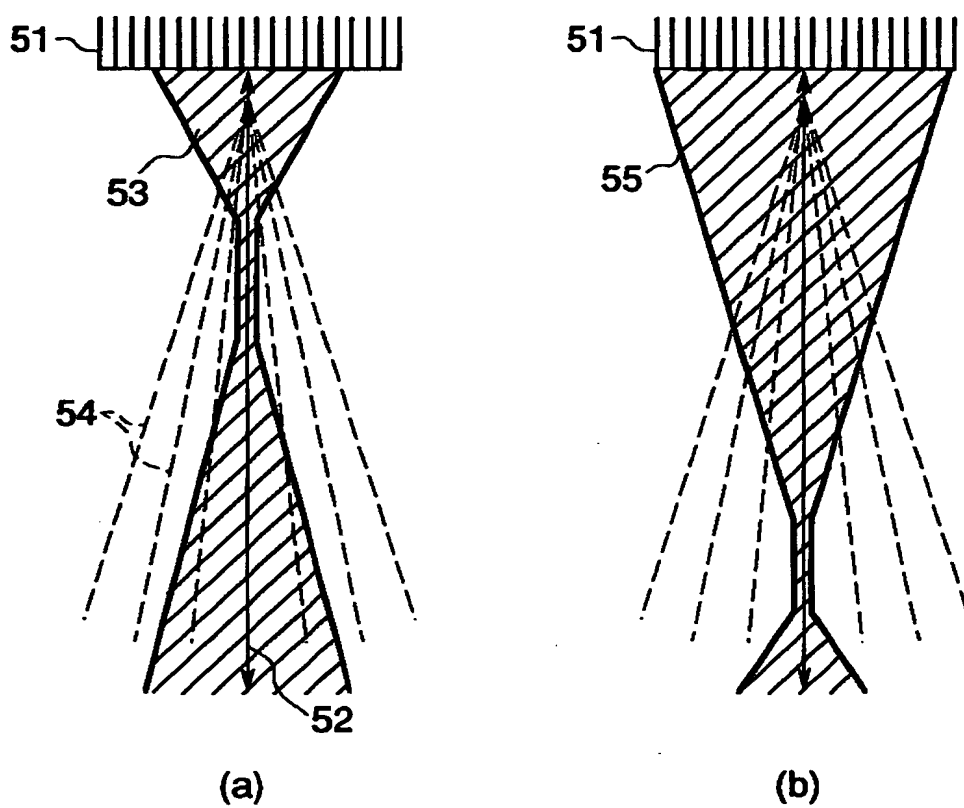
(b)



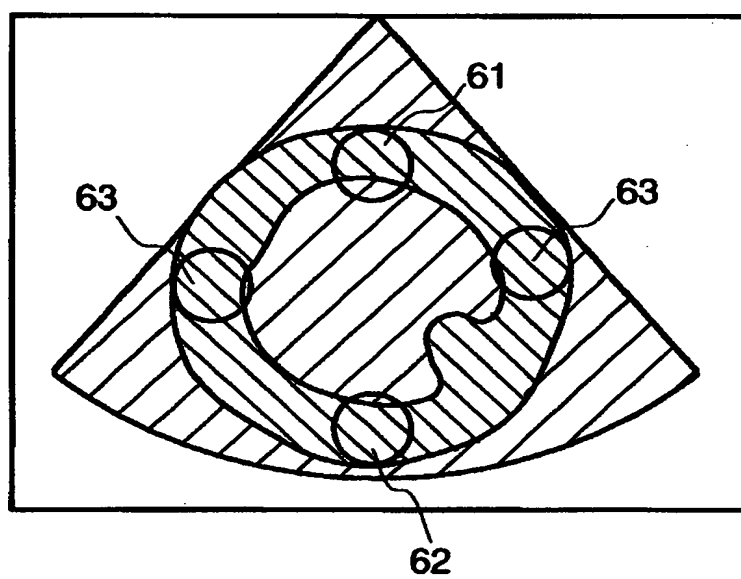
複数トリガ画像

再構成画像

【図 1 9】



【図 20】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 本発明の目的は、超音波診断装置において、超音波走査の工夫により、断面内の超音波造影剤による造影効果の不均一を軽減することにある。

【解決手段】 本発明の超音波診断装置は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を注入された被検体に当設される超音波プローブ 1 と、超音波プローブ 1 を介して被検体内の断面を走査する送受信部 2、3 と、送受信部 2、3 の出力に基づいて断層画像を生成するレシーバ部 4 と、断面の走査が複数回繰り返され、且つ断面の走査の間で、送信方向及び並列同時受信数が相違するように、送受信部 2、3 を制御する送受信制御回路 1 3 とを具備したことを特徴とする。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日	1990年 8月22日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
氏 名	株式会社東芝